

**JP 2600950 (U)**

## Biomedical electrode

The multisensor has an element comprised of layered conductive fiber which is intricately intertwined and it has increased contact points when force is applied to it from the outside; if a given current is kept passing through the sensor, direct-current resistance is decreased and it is reflected in the voltage changes at both ends; determination of the voltage changes shows the changes in the force from the outside and allows detection of pressure pulse wave or respiratory variation.

(19)日本国特許庁 (J P)

## (12) 実用新案登録公報 (Y 2) (11)実用新案登録番号

第2600950号

(45)発行日 平成11年(1999)11月2日

(24)登録日 平成11年(1999)9月3日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>  
A 61 B 5/0408

識別記号

F I  
A 61 B 5/04 300 B

請求項の数1(全4頁)

(21)出願番号 実願平5-46241  
 (22)出願日 平成5年(1993)8月25日  
 (65)公開番号 実開平7-15001  
 (43)公開日 平成7年(1995)3月14日  
 (54)審査請求日 平成9年(1997)3月7日

(73)実用新案権者 000230962  
 日本光電工業株式会社  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号  
 (72)考案者 須田 真  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光電工業株式会社内  
 (74)代理人 弁理士 本田 崇  
 審査官 松本 征二

(56)参考文献 特開 昭58-28635 (J P, A)  
 特開 昭57-132033 (J P, A)  
 実開 昭52-57493 (J P, U)  
 実開 昭58-67405 (J P, U)  
 実開 平6-70702 (J P, U)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>6</sup>, DB名)  
 A61B 5/0408

(54)【考案の名称】 生体用電極

1

## (57)【実用新案登録請求の範囲】

【請求項1】 生体の皮膚表面に装着して、前記生体の複数種類の生体情報を検出する生体用電極であって、導電性繊維により偏平柱状に形成された素子と、該素子の外周を囲み一方の端面に粘着層が設けられ、前記素子と略等しい厚みを有する保持体と、該保持体の両端面に保持され前記素子の両端面に接続された1対の端子とを備えるマルチセンサと、導電性部材により形成された生体用電極とを、伸縮可能な導電性連結材で連結したことを特徴とする生体用電極。

## 【考案の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本考案は、生体の皮膚に装着して複数種類の生体情報を検出する生体用電極に関する。

【0002】

2

【従来の技術】 従来から生体の圧脈波や呼吸などの測定は種々の方法で行なわれていた。例えば、体表面上から非観血的に得られる圧脈波を解析するためには、心電図と同時に計測しなければならない。この場合、心電図用電極を生体に装着し、さらに圧脈波などの生体圧現象を記録するために、圧変化を電気的信号に変換する圧電素子や、ゲージなどの圧トランスジューサを目的とする動脈血管上に装着しなければならない。このときこの圧トランスジューサは多くの場合左右いずれかの総頸動脈または撓骨動脈上に装着される。また総頸動脈上で圧脈波を検出する場合は、圧トランスジューサを動脈上へ外部から押圧する装置を必要とする。

【0003】 一方、ICUなどで生体の機能を監視する上で重要な呼吸運動を計測する場合には、2電極法や4電極法などのインピーダンス方式や、胸郭運動に伴って

伸縮するチューブ内の電解質の抵抗変化を検出するベルト式呼吸ピックアップや、鼻部に装着し呼吸時における空気の流れによる温度変化を検出して計測するサーミスタ式呼吸ピックアップなどが用いられる。

【0004】

【考案が解決しようとする課題】しかしながら、圧トランスジューサを動脈血管上に装着して圧脈波を測定する場合は、被検者はベッドなどに安静に横たわった状態でいなければならない。また撓骨動脈上で圧脈波を検出する場合、例えば圧電素子などを使用した圧トランスジューサを装着するときに、ベルトにより手首に巻き付け、ある一定の圧が測定部位上にかかるように装着する必要がある。また、このようなトランスジューサを使用する場合は、適切な装着部位を見付けださなければならず、その装着に訓練を要する。さらに手首を動かすなどするとセンサの位置がずれ、圧脈波を検出できなくなる。従ってこの方式においても安静にして測定を行なわなければならない、日常の行動中に計測を行なうことは非常に困難である。さらにこのようなトランスジューサは大型で高価であり、使い捨てにすることはできない。

【0005】一方、呼吸運動を計測するときに、インピーダンス方式のピックアップを用いる場合は、2個または4個の電極を体表面上に貼り着け、胸郭運動に伴う電極間の生体組織の抵抗値変化を呼吸運動変化として検出するものであり、電極間の微弱な変化をインピーダンス変化としてとらえるためには、2つの電極間の距離を長くしなければならない。

【0006】またベルト方式のピックアップを用いる場合は、胸部周辺にベルトを巻きその上にチューブ状のセンサを取り付けるため、ベルトにより体の一部が占有され締め付けられるという拘束感がある。このため現在ではあまり用いられていない。また、ベルトの締付け力にも適度の範囲があり、体動などですぐ位置がずれ易いため、この方式を用いて測定を行なう場合にも安静にしていなければならない。また高価であり使い捨てには適さない。

【0007】またサーミスタ式のピックアップを用いる場合は、鼻部に装着するため被検者は不快感を感じる。また消費電力が大きいため電池駆動方式の無線式テレメータなどには適さない。

【0008】さらに、心電図と圧脈波、または心電図と呼吸数を同時に計測するときには、圧脈波用または呼吸用のトランスジューサとは別に心電図用の電極を少くとも2個体に取り付けなければならず、その結果被検者に不快感や苦痛を与えるなどの欠点があった。

【0009】本考案は、このような状況に鑑みてなされたもので、1組の電極で生体電気現象と圧現象を同時に測定することができ、しかも小型軽量で安価な使い捨てにできる生体用電極を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本考案は、生体の皮膚表面に装着して、前記生体の複数種類の生体情報を検出する生体用電極であって、導電性繊維により偏平柱状に形成された素子と、該素子の外周を囲み一方の端面に粘着層が設けられ、前記素子と略等しい厚みを有する保持体と、該保持体の両端面に保持され前記素子の両端面に接続された1対の端子とを備えるマルチセンサと、導電性部材により形成された生体用電極とを、伸縮可能な導電性連結材で連結したことを特徴としている。

【0011】

【作用】上記のように構成された本考案の生体用電極においては、マルチセンサの素子が積層された導電性繊維で構成されており、繊維が相互に複雑に絡みあっているので、外部より力を加えると繊維の接触点が増加する。この結果センサに所定の電流を流しておくと、直流抵抗値が減少し両端の電圧変化としてあらわれる。この電圧変化を測定することにより外部より受けた力の変化を知ることができ、圧脈波または呼吸変動を検出することができる。

【0012】またマルチセンサと電極とを被検者の皮膚表面に装着したとき、マルチセンサの1対の端子のうち例えば皮膚表面側の端子と電極とを用いて、心電図などの生体電気信号を検出することができる。

【0013】一方、マルチセンサと電極とは伸縮可能な導電性連結材で連結されているので、1組の生体用電極として使用することができ、しかも両センサの間隔を自由に設定しても連結材が引張られて体表面から剥離することはない。

【0014】

【実施例】以下、本考案の生体用電極の一実施例を図面を参照して説明する。

【0015】図1乃至図3に本考案の一実施例の構成を示す。図1において、本実施例による生体用電極はマルチセンサ21と電極22とから構成されており、マルチセンサ21と電極22は導電性連結材としての可撓性基板23で接続されている。マルチセンサ21は図1及び図2に示すように構成されている。図1及び図2において、カーボン繊維を粗目に積層して円柱形のフェルト状に構成された素子1の外周には、所定の間隔を介してフォームテープなどで円筒状に形成された保持体2が同心上に配置されている。素子1と保持体2との軸方向の高さはほぼ等しくなっており、素子1と保持体2との両端面には、それぞれ直徑上に端子3、4が接続されている。また素子1及び保持体2の一方の端面は、端子3とともにラベル5で被覆されており、保持体2の他方の端面には端子4を挟んで円環状の第2の保持体6が接着されている。端子3には、信号導出用のリード線16aが、また端子4にはリード線16bが接続されており、

50 共に信号接続線16に配設されて、図5に示す、ブリッジ回路により測定される。

ジ回路 5 1 に接続される。さらに第 2 の保持体 6 の外側の端面には粘着層 7 が設けられており、素子 1 の他方の端面には、ソリッドゲル 8 が設けられている。

【0016】一方、電極 2 2 は図 1 及び図 3 に示すように構成されている。図 1 及び図 3 において、カーボン繊維で円柱状に構成された素子 1 2 の外周には、所定の間隔を介してフォームテープなどで円筒上に形成された保持体 1 3 が同心上に配置されている。素子 1 2 と保持体 1 3 との軸方向の高さはほぼ等しくなっており、素子 1 2 と保持体 1 3 との片端面には、直径上に端子 1 1 が接続されている。また素子 1 2 および保持体 1 3 の上側一方の端面は端子 1 1 とともにラベル 1 4 で被覆されており、素子 1 2 の他方の端面には、ソリッドゲル 1 5 が、保持体 1 3 の他方の端面には粘着層 1 7 が設けられている。

【0017】可撓性基板 2 3 には図 1 に示すように矩形波状の配線パターン 2 3 a が形成されており、両端はそれぞれマルチセンサ 2 1 のラベル 5 側及び電極 2 2 のラベル 1 4 側に接着されている。またリード線 2 3 a の一端は電極 2 2 の端子 1 1 に接続されており、他端はマルチセンサ 2 1 を介して、信号接続線 1 6 にリード線 1 6 a、1 6 b と共に配設されて、図 5 に示す増幅器 5 3 に接続される。さらに可撓性基板 2 3 の配線パターン 2 3 a 間には切込み 2 3 b が形成されており、基板 2 3 は伸縮可能となっている。

【0018】次に本実施例の作用を説明する。素子 1 は導電性を有するカーボン繊維が相互に粗目に複雑に絡みあってフェルト状に構成されているので、外部より力を加えると繊維の接触点が増加する。この結果端子 3、4 を介して素子 1 に所定の電流を流しておくと、素子 1 の直流抵抗値が減少し端子 3、4 間の電圧変化としてあらわれる。例えば素子 1 を厚さ 5 mm、直径 10 mm の大きさとした場合、外力が加わらない状態で 300 Ω の直流抵抗であったものが、外力が加わって厚さが 0.5 mm 減少した場合に直流抵抗は 100 Ω となる。カーボン繊維の抵抗値は焼成温度によって異なるが、本実施例の素子 1 に用いるがカーボン繊維は抵抗値の高い方が使いやすい。なお外部の圧力による変形で直流抵抗値が変化する材料としては、導電性ゴムなどがあるが、上記のような電圧変化を起こさせるためには、外部の力として大きな力が必要になるので、圧脈波の検出や呼吸変動の検出には不適当である。

【0019】上記のような素子 1 を有するマルチセンサ 2 1 により圧脈波を検出する場合には、センサを被検者の手くびや首などの動脈の位置における皮膚に保持体 2 の粘着層 6 を介して装着して、素子 1 の電圧変動として検出する。また呼吸変動を検出する場合は図 5 に示すようにセンサ 2 1 を同様に胸廓に装着して検出する。

【0020】一方、心電図などの生体電気信号を検出する場合には、マルチセンサ 2 1 と電極 2 2 とを被検者の

皮膚表面の所定の位置に装着し、端子 1 1 と端子 4 を用いてその信号を検出する。このとき可撓性基板 2 3 には切込み 2 3 b が形成されているので伸縮自在であり、可撓性基板 2 3 が引張られてセンサ 2 1、電極 2 2 が体表面から剥がされることはない。なお、呼吸変動を検出する場合は、端子 3、4 をブリッジ回路 5 1 を介して増幅器 5 2 に接続し、増幅器 5 2 の出力により呼吸波形を検出する。また心電図を検出するときは、端子 4 及び端子 1 1 を増幅器 5 3 に接続して心電図波形を検出する。図 6 に測定結果の一例を示す。

【0021】本実施例によれば、1 対のセンサ 2 1 及び電極 2 2 により生体電気信号と圧信号とを同時に検出することができ、生体用電極を小型軽量かつ安価で使い捨て可能とすることができます。しかもセンサ 2 1 及び電極 2 2 を接続する可撓性基板 2 3 に切込み 2 3 b が形成されており伸縮自在であるので、センサ 2 1 及び電極 2 2 間の距離を長くして皮膚表面に装着した場合でも、体動により可撓性基板 2 3 が引っぱられてもセンサ 2 1 及び電極 2 2 が体表面から引き剥されることはない。

【0022】上記実施例ではマルチセンサ 2 1 と電極 2 2 を連結する連結材が伸縮可能な可撓性基板 2 3 である場合について説明したが、連結材は可撓性基板 2 3 に限定されるものではなく、例えば図 4 に示すようにスパイラル状のリード線 3 1 であってもよい。また電極 2 2 は他の一般的な生体用電極であってもよい。さらに素子 1 を構成する導電性繊維はステンレス鋼繊維などの他の導電性繊維であってもよい。また図 2 に示す第 2 の保持体 6 及びソリッドゲル 8 は省略してもよい。

### 【0023】

【考案の効果】以上説明したように、本考案の生体用電極は、積層された導電性繊維により柱状に形成された素子を有するマルチセンサと、通常の電極を有するセンサとを伸縮可能な導電性連結材で連結した構成としたので、1 組の電極で生体電気現象と圧現象とを同時に測定することができ、生体用電極を小型軽量で安価な使い捨て可能な構成とすることができます。また連結材が伸縮可能であるため、両センサの間隔を広くしても連結材が引張られて各センサが体表面から剥離することはない。

### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本考案の生体用電極の一実施例の構成を示す図 2 の A 矢視図。

【図 2】図 1 のマルチセンサの縦断面図。

【図 3】図 1 の電極の縦断面図。

【図 4】本考案の他の実施例の構成を示す図 2 の A 矢視図。

【図 5】本考案の信号検出のための配線図。

【図 6】図 5 による測定結果の一例を示す線図。

### 【符号の説明】

1 素子	2 保持体
3, 4 端子	7 粘着層

7

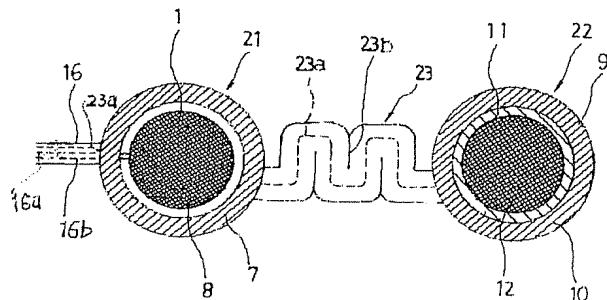
8

9 シート  
11 電極端子  
22 電極

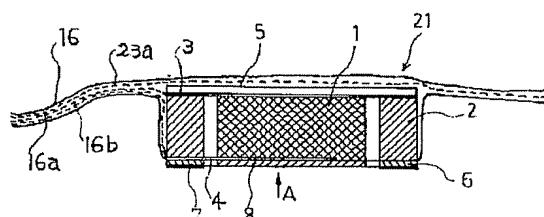
10 粘着層  
21 マルチセンサ  
23 可撓性基板 (導\*)

\* 電性連結材)  
31 スパイラル状リード線 (導電性連結材)

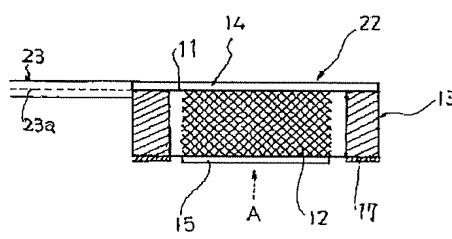
【図1】



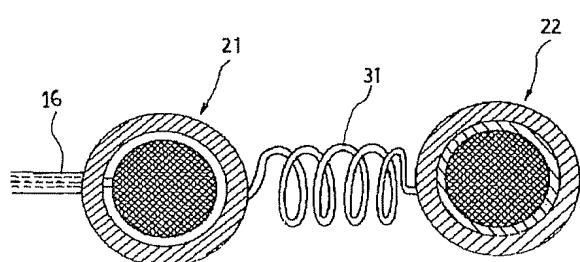
【図2】



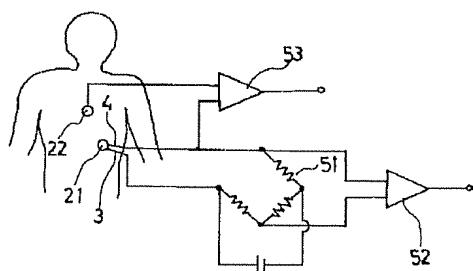
【図3】



【図4】



【図5】



【図6】

